

## BIOFÍSICA E IMPLANTOLOGÍA ORAL

*Tomas, L. J.; Gauzellino, G. J.*

Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata

Los implantes dentales de titanio se están utilizando desde hace muchos años en la rehabilitación de pacientes, tanto total como parcialmente edéntulos, con una efectiva tasa de éxito a largo plazo establecida entre un 90 y un 98%. El diseño o macrogeometría de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar nuevos procedimientos clínicos (carga inmediata o precoz, hueso de mala densidad) y por un interés comercial de encontrar una imagen de marca diferenciadora. Los implantes dentales quedan sometidos a diferentes cargas durante su función. Para comprender esas cargas fisiológicas se utilizan unidades básicas de la mecánica. La influencia de cargas axiales o no axiales excesivas o patológicas (se considera que por encima de 4000 fAE, que se corresponde a una deformación celular del 0,4%) sobre la zona crestral, produciría una fractura por fatiga de la interfase hueso-implante y del hueso adyacente. Parece que se produciría un aumento del remodelado con mayor fase reabsortiva, al igual que ocurre con el "desuso". Se establece que estas sobrecargas patológicas no son las causantes de la pérdida localizada "en embudo" de la zona crestral cervical, ya que en condiciones de esa sobrecarga patológica no se perdería la unión únicamente en la zona crestral sino a todo lo largo del implante de manera rápida, o bien se produciría la fractura de la fijación. (i) Se ha comprobado mediante simulación de elementos finitos que la calidad del hueso tiene mayor relevancia para la distribución del estrés, y por consiguiente de la producción de microdeformaciones (fAE), que la altura crestral. Cuando el hueso se simula muy poroso y sin presencia de cortical, al aplicar una carga axial de 150N, la distribución de deformaciones se distribuye de manera homogénea a lo largo del implante con cifras superiores a 4000  $\mu\epsilon$ . Cuando existe una zona cortical esas cifras elevadas solo se consiguen en la zona cervical del implante, mientras que en el resto del cuerpo se encuentran en rangos de sobrecarga media (1500-4000  $\mu\epsilon$ ). (ii) Se ha establecido también experimentalmente, que la sobrecarga biomecánica es un factor más importante para la reabsorción ósea que la infección bacteriana. Isidor y cols realizaron un estudio en mandíbula de monos donde se evidenció que implantes sometidos a una sobrecarga con una buena higiene perimplantaria, presentaron una pérdida de la osteointegración, mientras que los casos que tenían mala higiene sin sobrecarga, no la perdían. La pérdida de osteointegración se achacó a "microfracturas por fatiga en el hueso que sobrepasaban el potencial reparador". Mediante estudios de elementos finitos y de fotoelasticidad, se ha visto que la mayor transmisión y concentración de fuerzas se realiza en la región cervical y apical del implante. Parece que la macrogeometría del implante podría mejorar la

disipación de estas fuerzas aunque esto no está bien definido. Con el fin de reducir la transmisión de fuerzas de compresión al hueso adyacente de la zona coronal, se están investigando diseños en los que se añade a la zona cervical del implante un anillo de 0,1 mm de espesor a base de HA-polietileno que serviría como rompedor de fuerzas a ese nivel. Mediante medición de elementos finitos en 3D se ha observado distribución de este nuevo diseño al hueso de 9,8 MPa ante carga vertical, y de 89,5 MPa ante carga horizontal, frente a la distribución 12,1 MPa y 134,6 MPa en los implantes sin anillo. Siguiendo una hipótesis del "desuso" en el hueso crestal, se establecería que incluso sin cargas patológicas, en el caso de diseños con cuello pulido, en esa zona no existiría una suficiente unión hueso implante para distribuir las fuerzas, lo que originaría un fenómeno de desuso de esa zona induciendo una reabsorción por modelado catabólico o remodelado con aumento de fase de reabsorción. (por debajo de 100  $\mu\epsilon$ ). Esta hipótesis justificaría los casos de pérdida rápidamente progresiva en los implantes impactados una vez que se someten a carga. Análisis Biofísico del tratamiento con Implantes Dentales. Conceptos y principios básicos de Biomecánica. A.- Fuerza y Momento: las fuerzas que actúan sobre los implantes dentales se expresan vectorialmente. Estas son tridimensionales y se dividen en: Fuerzas de compresión y tracción (normales); Fuerzas de cizallamiento (lesivas). Momento: también llamado torque o carga torsional, pueden ser destructivos para los sistemas de implantes. B.- Factor Altura Oclusal. C.- Tensión. D.- Tensión y transferencia de fuerzas: existen dos tipos de tensiones: Tensión Normal y Tensión Tangencial. E.- Deformación y Torsión. Los factores generales que intervienen en el control de la tensión aplicada son: Macrogeometría del implante; De la cirugía y De la restauración: Tamaño de las mesetas oclusales; Empleo de sobredentaduras y Diseño oclusal definitivo. En el comportamiento de implantes y del tejido óseo frente a la torsión / tensión se cumplen todas las teorías y las leyes de la mecánica de los sólidos. La fuerza de tracción sobre el implante anterior aumenta 2,5 veces y la compresión se duplica. El voladizo distal no debe ser superior a 2,5 veces de la distancia anteroposterior con implantes ferulizados anteriores colocados en una curva con prótesis extendidas distales. La distancia anterior es estabilizadora. (iii)

#### BIBLIOGRAFÍA

- (i) Abu-Hammad, O. A.; Harrison, A.; Williams, D. The effect of hydroxyapatite stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Imp.* 15: 559-564. 2000.
- (iii) Bollen, C. M. L.; Papaioannou, W.; Van Eldere, J.; Schepers, C.; Quirynen, M.; Van Steenberghe, D. the influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and periimplant mucositis. *Clin Oral Imp.* 7: 201-211. 1996.
- Hansson, S. The implant neck: smooth or provided with retention elements: A biomechanical approach. *Clin Oral Impl.* 10: 394-405. 1999